


**BIOLOGICAL MONITORING SYSTEM**

Patent Number: JP2001070256  
Publication date: 2001-03-21  
Inventor(s): YOSHIMI TOMOHISA;; YANAI KENICHI;; HARADA TATSUYA;; SATO TOMOMASA;; ITO MASAHICO;; MORI TAKETOSHI  
Applicant(s): DENSO CORP  
Requested Patent:  JP2001070256  
Application Number: JP19990214587 19990729  
Priority Number(s):  
IPC Classification: A61B5/00; A61B5/08; G06F19/00  
EC Classification:  
Equivalents:

---

**Abstract**

---

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a biological monitoring system capable of monitoring the physical condition of a sleeping person without applying a burden on the organism.  
**SOLUTION:** In this biological monitoring system A, the ECU 34 of an operation device 3 calculates a respiration signal, the sleeping posture and the weight of a subject based on plural load signals outputted from pressure sensitive elements 11. The respiration signal, the sleeping posture and the weight are converted to data signals and the carriers are modulated by the data signals. Then the modulated waves are transmitted by a transmitting part 35, and data signals are demodulated from the modulated waves by a receiving part 43 of a monitor device 4. From the data signals, the respiration signal, the sleeping posture and the weight are found by the ECU 44, and the respiration rate is calculated from the respiration signal. Then the respiration rate, the sleeping posture and the weight are displayed by a display device 42, and a speaker 41 is driven by a speaker drive circuit based on the respiration signal.

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-70256

(P2001-70256A)

(43) 公開日 平成13年3月21日 (2001.3.21)

| (51) Int. Cl. <sup>7</sup> | 識別記号  | F I           | テマコード(参考)         |
|----------------------------|-------|---------------|-------------------|
| A 6 1 B 5/00               | 1 0 2 | A 6 1 B 5/00  | 1 0 2 A 4 C 0 3 8 |
| 5/08                       |       | 5/08          |                   |
| G 0 6 F 19/00              |       | G 0 6 F 15/42 | Z                 |

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 14 頁)

|              |                        |          |  |
|--------------|------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号    | 特願平11-214587           | (71) 出願人 | 000004260<br>株式会社デンソー                  |
| (22) 出願日     | 平成11年7月29日 (1999.7.29) |          | 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地                        |
| (31) 優先権主張番号 | 特願平10-214571           | (72) 発明者 | 吉見 知久<br>愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会<br>社デンソー内 |
| (32) 優先日     | 平成10年7月29日 (1998.7.29) |          |  |
| (33) 優先権主張国  | 日本 (J P)               | (72) 発明者 | 柳井 謙一<br>愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会<br>社デンソー内 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願平11-153527           |          |  |
| (32) 優先日     | 平成11年6月1日 (1999.6.1)   | (72) 発明者 | 原田 達也<br>東京都立川市高松町2-10-4               |
| (33) 優先権主張国  | 日本 (J P)               | (74) 代理人 | 100080045<br>弁理士 石黒 健二                 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願平11-192447           |          |  |
| (32) 優先日     | 平成11年7月7日 (1999.7.7)   |          |  |
| (33) 優先権主張国  | 日本 (J P)               |          |  |

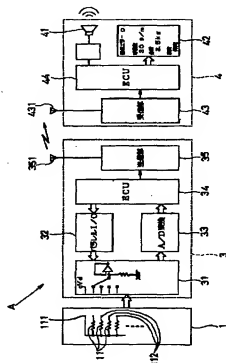
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体モニタ装置

(57) 【要約】

【課題】 生体に負担をかけずに、就寝者の体調が監視できる生体モニタシステムAの提供。

【解決手段】 生体モニタシステムAは、感圧素子11が出力する複数の荷重信号に基づいて、呼吸信号、寝姿、および体重を演算装置3のECU34が算出し、この呼吸信号、寝姿、および体重値をデータ信号に変換して搬送波をデータ信号で変調して変調波を送信部35が送信し、モニタ装置4の受信部43が変調波からデータ信号を復調し、データ信号から呼吸信号、寝姿、体重値をECU44が求め、呼吸信号から呼吸数を算出し、呼吸数、寝姿、および体重を表示器42が表示し、呼吸信号に基づいてスピーカ駆動回路がスピーカ41を駆動する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 寝具の下、内部、または表面に所定の分布で設置され、印加荷重に対応した荷重信号を出力する複数の荷重センサと、

これら複数の荷重信号に基づいて、生体の呼吸状態に対応した呼吸信号を生成する呼吸信号生成手段と、前記呼吸信号に基づいて、生体の呼吸状態を検出する呼吸状態把握手段と、把握した生体の呼吸状態を報知する報知手段とを備える生体モニタ装置。

【請求項2】 前記呼吸信号生成手段は、所定の周波数域において、最も強い信号強度を持つ荷重信号を出力する荷重センサを基準センサとして選定し、前記基準センサの荷重信号に基づいて前記呼吸信号を生成することを特徴とする請求項1記載の生体モニタ装置。

【請求項3】 前記呼吸信号生成手段は、前記基準センサが出力する荷重信号と略同位相の荷重信号を出力する同位相荷重センサ或いは略逆位相の荷重センサを出力する逆位相荷重センサの少なくとも一方を選定し、前記基準センサの荷重信号と、同位相荷重センサの荷重信号或いは逆位相荷重センサの荷重信号の反転信号の少なくとも一方とを重畳して前記呼吸信号を生成することを特徴とする請求項2記載の生体モニタ装置。

【請求項4】 前記呼吸信号生成手段は、各荷重信号を周波数解析して所定の周波数域のパワースペクトルが最も大きい荷重信号を、最も強い信号強度を持つ荷重信号と判断することを特徴とする請求項2記載の生体モニタ装置。

【請求項5】 前記呼吸信号の波形パターンに対応して、周波数または信号強度が変化する音響信号を発生させる音響信号発生手段とを備え、

前記呼吸状態把握手段は、前記呼吸信号に基づいて生体の呼吸数を算出する呼吸数算出手段を有し、前記報知手段は、前記生体の呼吸数を表示器に表示するとともに、前記音響信号でスピーカを駆動して前記生体の呼吸状態を報知することを特徴とする請求項1乃至請求項4の何れかに記載の生体モニタ装置。

【請求項6】 各荷重センサが出力する荷重信号から姿勢特徴量を抽出する姿勢特徴量抽出手段と、抽出された姿勢特徴量から生体の寝姿を算出する寝姿算出手段とを設け、前記報知手段は、生体の呼吸状態とともに、寝姿を報知することを特徴とする請求項1乃至請求項5の何れかに記載の生体モニタ装置。

【請求項7】 各荷重センサが出力する荷重信号に基づいて、所定以上の荷重を検出している荷重センサを特定し、特定された荷重センサの中で、隣接する荷重センサの集まりを荷重塊として算出し、

荷重の塊数から生体の寝姿を算出する寝姿算出手段とを設け、

前記報知手段は、生体の呼吸状態とともに、寝姿を報知することを特徴とする請求項1乃至請求項5の何れかに記載の生体モニタ装置。

【請求項8】 各荷重センサが出力する荷重信号に基づいて荷重値を求め、全ての荷重値を積算し、この積算値に所定の係数を掛けて生体の体重を算出する体重算出手段を設け、

前記報知手段は、生体の呼吸状態とともに、体重を報知することを特徴とする請求項1乃至請求項7の何れかに記載の生体モニタ装置。

【請求項9】 各荷重センサが出力する荷重信号の変化に基づいて前記生体の体動量を計測する体動量計測手段と、

計測した体動量が予め設定した体動判定量より小さい状態になると前記生体が安静状態であると判別する安静状態判別手段と、

安静状態にあると判別されると全ての荷重値を積算し、この積算値に所定の係数を掛けて生体の体重を算出する体重算出手段とを設け、

前記報知手段は、生体の呼吸状態とともに、体重を報知することを特徴とする請求項1乃至請求項7の何れかに記載の生体モニタ装置。

【請求項10】 前記呼吸信号、寝姿、体重値をデータ信号に変換するとともに、電波、光、超音波等の搬送波に前記データ信号を重畳した変調波を送信する送信手段を装置側に設け、

前記変調波から前記データ信号を復調する受信手段を報知手段側に設けたことを特徴とする請求項1乃至請求項9の何れかに記載の生体モニタ装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、就寝者の体調を監視する生体モニタ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、乳幼児無呼吸症候群（SIDS）による乳幼児の突然死が社会問題化している。従来より、下記に示す、生体の呼吸監視に関する技術が知られている。

①生体の鼻孔に温度センサをテープ等で固定し、吐息と呼吸の温度差から呼吸を検出する。

②生体の胸部に、収縮するベルトを装着し、呼吸に伴うベルトの収縮を、歪みゲージ等で検出する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記従来の技術では、下記の様な不具合が生じる。温度センサ等のセンサリード線が計測器まで繋がっている。このため、就寝者が様々な寝返りを打つと、センサリード線が首等に巻き付き、窒息等を招く虞れがある。また、乳幼児の場

合、鼻や胸部に異物（センサ）を装着することを嫌がり、外してしまう乳幼児もいる。

【0004】本発明の目的は、生体に負担をかけずに、就寝者の体調が監視できる生体モニタ装置の提供にある。

【0005】

【課題を解決するための手段】（請求項1について）装置の下、内部、または表面に所定の分布で設置された複数の荷重センサは、印加荷重に対応した荷重信号を出力する。呼吸信号生成手段は、生体の呼吸状態に対応した呼吸信号を生成する。呼吸状態把握手段は、呼吸信号に基づいて、生体の呼吸状態を検出する。報知手段は、把握した生体の呼吸状態を報知する。

【0006】つまり、生体モニタ装置は、装置に設置した複数の荷重センサが出力する複数の荷重信号に基づいて呼吸信号生成手段が呼吸信号を生成し、この呼吸信号に基づいて呼吸状態把握手段が生体の呼吸状態を検出する構成である。

【0007】このため、生体に直接センサを着けないので、手間がかからないとともに、確実に生体の体調をモニタすることができる（センサの脱落に起因するモニタ中断が起きないため）。また、センサリード線が生体に巻き付く虞れが全く無いので、生体がどんな寝返りを打っても安全である。

【0008】（請求項2について）呼吸信号生成手段は、所定の周波数域において、最も強い信号（即ち、呼吸に伴う荷重変化が最も大きい）を持つ荷重信号を出力する荷重センサを基準センサとして選定し、この基準センサの荷重信号に基づいて呼吸信号を生成する。これにより、生体モニタ装置は、高感度で高精度の呼吸信号が得られる。

【0009】（請求項3について）呼吸信号生成手段は、基準センサが出力する荷重信号と略同位相の荷重信号を出力する同位相荷重センサ或いは略逆位相の荷重センサを出力する逆位相荷重センサの少なくとも一方を選定し、基準センサの荷重信号と、同位相荷重センサの荷重信号或いは逆位相荷重センサの荷重信号の反転信号の少なくとも一方とを重ねて呼吸信号を生成する。これにより、高感度で高精度の呼吸信号が得られる。

【0010】（請求項4について）呼吸信号生成手段は、各荷重信号を周波数解析して所定の周波数域のパワースペクトルが最も大きい荷重信号を、最も強い強度を持つ荷重信号と判断する。これにより、生体の呼吸動作を最も感度良く検出している荷重センサを見つけることができる。

【0011】（請求項5について）呼吸数算出手段は、呼吸信号に基づいて生体の呼吸数を算出する。音響信号発生手段は、呼吸信号の波形パターンに対応して、周波数または信号強度が変化する音響信号を発生させる。

【0012】報知手段は、生体の呼吸数を表示器に表示

するとともに、音響信号でスピーカを駆動して生体の呼吸状態を報知する。つまり、報知手段が報知する、生体の呼吸状態を監視者（乳幼児の場合には母親やベビシッター等の育児者）がチェックすれば、生体の体調を詳細に把握することができる。

【0013】（請求項6、7について）

（請求項6）姿勢特徴量抽出手段は、各荷重センサが出力する荷重信号から姿勢特徴量を抽出する。姿勢算出手段は、抽出された姿勢特徴量から生体の寝姿を算出する。報知手段は、生体の呼吸状態とともに、寝姿を報知する。

【0014】（請求項7）姿勢算出手段は、各荷重センサが出力する荷重信号に基づいて、所定以上の荷重を検出している荷重センサを特定し、特定された荷重センサの中で、隣接する荷重センサの集まりを荷重塊として算出し、荷重の塊数から生体の寝姿を算出する。報知手段は、生体の呼吸状態とともに寝姿を報知する。

【0015】（請求項6、7）報知手段が報知する、生体の呼吸状態や寝姿を監視者（乳幼児の場合には母親やベビシッター等の育児者）がチェックすれば、生体の体調を詳細に把握することができる。また、手間がかわらず（生体に直接センサを着けないため）、モニタの中断も起きない（センサの脱落が起きないため）。さらに、センサリード線が生体に巻き付く虞れが全く無いので、生体がどんな寝返りを打っても安全である。

【0016】（請求項8、9について）

（請求項8）体重算出手段は、各荷重センサが出力する荷重信号に基づいて各荷重値を求め、これら全ての荷重値を積算し、この積算値に所定の係数を掛けて生体の体重を算出する。報知手段は、生体の呼吸状態とともに、寝姿や体重を報知する。

【0017】（請求項9）体動量計測手段は、各荷重センサが出力する荷重信号に基づいて生体の体動量を計測する。安静状態判別手段は、計測した体動量が予め設定した体動判定量より小さい状態になると体が安静状態にあると判別する。体重算出手段は、安静状態にあると判別されると全ての荷重値を積算し、この積算値に所定の係数を掛けて生体の体重を算出する。報知手段は、生体の呼吸状態とともに、寝姿や体重を報知する。

【0018】（請求項8、9）つまり、報知手段で報知される、乳幼児等の就寝者の呼吸状態や寝姿を監視者（乳幼児の場合には母親やベビシッター等の育児者）がチェックすれば、就寝者の現在の体調を詳細に把握することができる。また、生体が乳幼児の場合に、乳幼児の体重を計測することは、産後間もない時期の乳幼児の成長を把握する上で重要であるが、計測時間に、乳幼児をベッドから体動計に移動させることは乳幼児に睡眠障害等のストレスを与える虞れがある。

【0019】しかし、請求項8、9の構成を有する生体モニタ装置では、体重計に移動させることなく、乳幼児

の体重を連続的に計測することができ、乳幼児にストレスを与えない。また、手間がかからず(乳幼児等の生体に直接センサを着けないため)、モニタの中断も起きない(センサの脱落が起きないため)。さらに、センサリード線が乳幼児等の生体に巻き付く虞れが全く無いので、乳幼児等の生体がどんな寝返りを打っても安全である。

【0020】(請求項10について)寝具側に設けた送信手段は、生成や算出した呼吸信号、寝姿、体重値をデータ信号に変換するとともに、電波、光、超音波等の搬送波にデータ信号を重畳した変調波を送信する。報知手段側に設けた受信手段は、変調波からデータ信号を復調する。

【0021】乳幼児等の就寝者が寝ている場所から離れた所に報知手段を置くことができるので、監視者(乳幼児の場合には母親やベビーシッター等の育児者)が他の家事を行いながら就寝者の体調をモニタすることができる。また、報知手段が就寝者から離れているので、報知内容が就寝者に影響を与えない。

【0022】

【発明の実施の形態】本発明の生体モニタ装置を乳幼児に適用した第1実施例(請求項1、2、3、4、5、6、8、10に対応)を、図1〜図6に基づいて説明する。図1に示す様に、生体モニタシステムAは、センサシート1を配置した乳幼児用ベッド2、乳幼児用ベッド2側に設置される演算装置3と、スピーカ4および表示器42を有するモニタ装置4とにより構成される。

【0023】センサシート1は、素子に加わる荷重に比例して素子の電気抵抗値が低下する感圧素子11(インタリンク社製のFSRセンサ)を等間隔に210個、配置したものであり、後述するベッド台22上に敷かれた敷布団20の下に配置されている。このセンサシート1は、後述する下スペース26に設置された演算装置3に電気接続されている。

【0024】図2に示す様に、各感圧素子11の各一端111は共通端子としてアナログマルチプレクサ31の電源端子Vdに接続され、他端112はアナログマルチプレクサ31の電子接点に接続されている。

【0025】各感圧素子11からの荷重信号は、パラレルI/O32からのスイッチング信号により順次切り替えて、アナログマルチプレクサ31から出力される。即ち、アナログマルチプレクサ31によって、各感圧素子11からの荷重信号がパラレル信号からシリアルのアナログ電圧信号に変換されてA/D変換器33に送られる。A/D変換器33は、アナログ値をデジタル値(荷重値)に変換し、ECU34に入力する。尚、本実施例では、アナログマルチプレクサ31は、210個の感圧素子11が出力する荷重信号を約70Hzで読み込む。

【0026】ECU34は、入力されたデジタル値(荷

重値)から、呼吸信号、寝姿、および体重を後述する演算を行って求める。送信部35は、求めた呼吸信号、寝姿、および体重値をデータ信号に変換し、搬送波をデータ信号で変調した変調波(400MHz帯、10mW)を送信アンテナ351から送信する。

【0027】モニタ装置4は、バッテリーを内蔵し、育児者が携帯可能な大きさとし重さを備える。受信部43は、受信アンテナ431で変調波を捉え、検波してデータ信号を復調する。ECU44は、データ信号から呼吸信号、寝姿、体重値を得る。また、呼吸信号から呼吸数を算出する。

【0028】表示器42は、呼吸数、寝姿、および体重を表示する。スピーカ駆動回路は、呼吸信号の振幅が大きくなるほど発振周波数が高くなるVCO回路と、該VCO回路が出力する信号(低周波信号)を電力増幅してスピーカ駆動信号を出力するアンプとを備え、スピーカ駆動信号でスピーカ41を駆動する。乳幼児用ベッド2は、左右横板21、ベッド台22、複数の縦板23、および横板24からなり、ベッド台22を挟んで、上スペース25と下スペース26とに区画されている。

【0029】次に、生体モニタシステムAの詳細を図3〜図6に基づいて説明する。演算装置3に作動用電力が通電されると、図3のステップS1において、パラレル1/U32やA/D変換器33の周辺回路、およびECU34のRAMエリア等の初期設定を行う。ステップ2において、ECU34は210個の感圧素子11が出力する210種類の荷重信号を読み込む。

【0030】ステップS3(ステップS31〜ステップS33)では、乳幼児の呼吸に伴う横隔膜の上下移動に起因する荷重分布の変化から呼吸信号を生成する。先ずステップS31において、呼吸状態に対応した特定の周波数領域を通過帯域とするバンドパスフィルタによって各感圧素子11の信号をフィルタリング処理した後、信号強度が最も大きい(即ち、呼吸に伴う荷重変化が最も大きい)荷重信号を出力している感圧素子11を1つ選び、これを呼吸信号算出のための基準センサとする。

【0031】具体的には、フィルタリング処理後の各感圧素子11の信号を周波数解析(以下FFT解析と呼ぶ)し、上記特定の周波数領域のパワースペクトルが最も大きい感圧素子11を呼吸算出に用いる基準センサとするのである。この時、特定の周波数領域は、乳幼児の正常な呼吸状態(1分当り15回〜25回)に対応する周波数領域に、正常域を外れた呼吸状態も検出可能とするために、特定の周波数帯を付加して設定される。例えば、正常な呼吸状態に対応する周波数領域は0.25Hz〜0.42Hzであるが、上記特定の周波数領域は、正常域を外れた呼吸状態を検出すべく、0.15Hz〜0.55Hz(呼吸数9〜33回/min)に設定される。

【0032】次に、ステップS32において、基準セン

サと各感圧素子11の荷重信号に関する相互相関関数を算出して、基準センサが出力する荷重信号と略同位相の信号を出力する感圧素子11を選択する。このとき、基準センサが出力する荷重信号に対し、±45度以内に位相差が入る信号を同位相の信号としている。なお、同じ位相の信号の位相差としては±45度に限られず、例えば±90度内に位相差が入る信号を同位相の信号として検出しても良い。

【0033】次に、ステップS33において、選択した感圧素子11が出力する同位相の荷重信号と、基準センサが出力する荷重信号とを加算して、呼吸信号を算出する(図4参照)。この様にして呼吸信号を算出することにより、呼吸以外の体動等によるノイズの影響を排除して、呼吸状態に正確に対応した呼吸信号を求めることができる。上記処理により、9〜33回/minの範囲に入る呼吸数に応じた呼吸信号が検出されるが、例えば、無呼吸状態等、その範囲外の異常な呼吸数であるときには、その呼吸数に対応した呼吸信号を求めることができない。しかし、その場合には、基準センサが特定できないが、若しくは、同位相の荷重信号を加算しても呼吸信号のレベルが所定のレベルよりも低下するので、その様な状態を検出した場合には呼吸状態が異常である旨、判断する。

【0034】ここで、就寝者の呼吸に応じて、各感圧素子11の出力する荷重信号の位相の関係の一例を図12に示す。図12において、呼吸に応じて変化する荷重信号を出力する感圧素子11が斜線及び黒色によって示されている。それら感圧素子11の中で胸部左側に位置する感圧素子11が基準センサとして選定されている。

【0035】そして、黒色で表示される感圧素子11は、基準センサの荷重信号と略同位相の荷重信号を出力するものであり、斜線で表示される感圧素子11は略逆位相の荷重信号を出力するものである。なお、逆位相の範囲として、基準センサの荷重信号との位相差が180度±45度の範囲としている。但し、この逆位相の範囲は、180度±45度の位相差に限られず、例えば、180度±90度の位相差としても良い。

【0036】図12から明らかな様に、胸部近傍に位置する感圧素子11は、基準センサと略同位相の荷重信号を出力し、頭部及び胸部近傍の感圧素子11は、略逆位相の荷重信号を出力している。従って、呼吸に応じて変化する荷重信号を単に加算しただけでは、同位相及び逆位相の信号が混合されるだけであり、図4上側に示す様な信号波形になってしまう。

【0037】それに対して、上述した様に、基準センサの荷重信号と略同位相の荷重信号を出力する感圧素子11を選定し、選定された感圧素子11の荷重信号と基準センサの荷重信号とを加算すれば、呼吸状態に正確に対

応した呼吸信号を得ることができる。

【0038】なお、基準センサの荷重信号と略同位相の荷重信号を出力する感圧素子11に代えて、略逆位相の荷重信号を出力する感圧素子11を選定し、この略逆位相の荷重信号の反転信号(位相を180度ずらした信号)を基準センサの荷重信号に加算することにより呼吸信号を算出しても良い。更に、基準センサの荷重信号に、略同位相の荷重信号及び略逆位相の荷重信号の反転信号の両方を加算することにより、呼吸信号を求めても良い。

【0039】ステップS4(ステップS41およびステップS42)において、乳幼児の体重を算出する。ステップS41では、各感圧素子11が出力する荷重信号から荷重値を求め、全ての荷重値を積算する。積算された荷重値に所定の係数k1を掛けて乳幼児の体重を算出する。尚、掛け布団や衣類の重量を減算しても良い。

【0040】ステップS5(図5のステップS511〜ステップS524)では、乳幼児の寝姿を算出する。先ず、ステップS51(ステップS511、S512)において、ECUは210種類の電圧信号(荷重信号)から就寝者の姿勢特徴量を算出する。先ず、ステップS511では、数式1から閾値Pthを算出する。この閾値Pthは、210個の感圧素子11が出力する荷重信号から姿勢特徴量を算出するために必要である。なお、係数kは0.5としているが、特にこの値に限定されない。

【0041】

【数1】

$$\text{閾値 } P_{th} = \frac{\sum_{i=1}^{210} P_i}{210} \times k$$

【0042】次に、ステップS512で、この閾値Pthと荷重信号とを比較して、乳幼児の寝姿勢特徴量を算出する。上記姿勢特徴量から、就寝者の姿勢をステップS52(ステップS521〜S524)で算出する。先ず、ステップS521で、予め就寝者の姿勢別毎に用意された特徴モデルをランダムに選択する。

【0043】次に、ステップS522において、ステップS51で算出された現在の姿勢特徴量とステップS521で抽出された就寝姿勢別の特徴モデルのマッチングを行い、各姿勢別の相関関係を求める。

〈相関関係の算出方法〉fを現在の姿勢特徴量データ、gを姿勢別特徴モデルデータ、Dをgの専有範囲として表すと、姿勢特徴量データと姿勢別特徴モデルデータの不一致度の測度として下記の数式2を用いることができる。

【0044】

【数2】

$$\int \int_D (g-f)^2 = \int \int_D g^2 + \int \int_D f^2 - 2 \int \int_D g \cdot f$$
 ここで、 $\int \int_D g^2$ は既知であり、 $\int \int_D f^2$ は一定であることから、 $\int \int_D g \cdot f$ を不一致度の測定として用いることができる。

【0045】そして、 $g$ を $f$ の中の可能な位置に移動させ、各移動 $(m, n)$ 毎に上記積分値を求めると下記の数式3となる。

【0046】  
【数3】

$$\int \int_D g(x, y) f(x+m, y+n) dx dy$$

【0047】ここで、コーシーシュワルツの不等式を用いると、下記の数式4が得られる。

【0048】  
【数4】

$$\int \int_D g(x, y) f(x+m, y+n) dx dy \leq \sqrt{\int \int_D g^2(x, y) dx dy \int \int_D f^2(x+m, y+n) dx dy}$$

【0049】デジタル画像の場合、積分は総和で置き換えられるので、数式4は、下記の数式5に置き換えられる。

【0050】  
【数5】

$$\sum_{(I,J) \in D} g(I,J) f(I+m, J+n) \\ \leq \sqrt{\left\{ \sum_{(I,J) \in D} g^2(I,J) \right\} \left\{ \sum_{(I,J) \in D} f^2(I+m, J+n) \right\}}$$

【0051】そして、数式5の左辺を右辺で割ると、下記の数式6が得られる。

【0052】

【数6】



$$R_{rs}(m, n) = \frac{\sum_{(i,j) \in D} \sum g(I, j) f(I+m, j+n)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in D} \sum g^2(I, j) \sum_{(i,j) \in D} \sum f^2(I+m, j+n)}}$$

ただし、 $R_{rs}(m, n)$ は正規化した相互関数を表す。

【0053】数式6の相互関数は、就寝者が寝具上で取り得る全就寝姿勢（関節の角度も含む）について算出する。ステップS523で、全就寝姿勢の相互関数が算出されたか否かを判断し、終了したらステップS524で全就寝姿勢の相互関数から最も適合度が高い就寝姿勢を現在の就寝姿勢と認識する。

【0054】以上、ECU34の処理により求められた、呼吸信号、体重値、寝姿は、パリティチェック等、通信エラー検出のための処理を付加したデータ信号として送信部35に出力され、搬送波をこのデータ信号で変調し、該変調波はモニタ装置4にワイヤレス搬送される。

【0055】モニタ装置4は、以下の様に作動する（図6のフローチャート参照）。モニタ装置4の電源スイッチをオンにすると、ECU44内部等の初期設定を行う

（ステップS61）。初期設定が終了し、受信アンテナ431で変調波を捉えると、受信部43は、変調波を検波してデータ信号を復調する。ステップS62で、ECU44は、データ信号が正常か否かをパリティチェック等により判断する。通信エラーでない場合（NO）には、データ信号から呼吸信号、寝姿、体重値を求め、ステップS64に進む。また、通信エラーである場合（YES）には、表示器42に通信エラー表示を行う（ステップS63）。

【0056】ステップS64において、VCO回路が呼吸信号に基づいて発振周波数を変化させ、VCO回路が出力する信号をスピーカ駆動回路のアンプが電力増幅し、スピーカ駆動信号がスピーカ41を駆動する。なお、スピーカ41から出る発振音の音程の変化から、育児者は乳幼児の呼吸状態を認識できる。

【0057】ステップS65において、ECU44は1分間あたりの呼吸回数を表示器42に表示する。なお、呼吸回数は、呼吸信号を差分処理して変極点を見つけることにより求める。ステップS66、S67で、ECU44は、体重値と寝姿とを表示器42に表示する。

【0058】本実施例の生体モニタシステムAは、以下の利点を有する。

〔あ〕育児者は、スピーカ41から出る音の音程変化に注意するとともに、表示器42の表示（呼吸数、体重、寝姿）を時々見れば、離れた所で家事を行っていても乳幼児の体調を常時モニタすることができ、このため、乳幼児の呼吸異常（呼吸数や音程から察知可能）、不自然な寝姿（寝姿から察知可能）、またはベッドからの離脱（体重変化から察知可能）等の異常状態を早期に発見でき、危険防止や応急処理を迅速に行うことができる。また、育児者の育児負担を軽減することができる。

【0059】〔い〕数値団20の下に配置したセンサシート1が出力する荷重信号を使用して乳幼児の呼吸数、体重、および寝姿を算出する構成であるので、装着作業が不要であるとともに、乳幼児の機嫌を損ねない。また、センサコードが巻き付かないので安全である。

【0060】〔う〕ステップS3（ステップS31～ステップS33）で、基準センサと、同位相の感圧素子11とを選び、上記同位相の感圧素子11が出力する荷重信号と、基準センサが出力する荷重信号とを加算して呼吸信号を求めている。このため、乳幼児の呼吸パターンに近似した高精度の呼吸信号を生成することができる（図4の両グラフを比較）。よって、呼吸数を正確に表示できるとともに、乳幼児の呼吸状態をスピーカ41から出る音の音程変化で精度良く検出することができる。

【0061】〔え〕計測時間になった場合に、表示される体重の変化を記録する様には、産後間もない時期の乳幼児の成長過程を把握することができる。この際、乳幼児をベッドから体重計に移動させる必要がないので乳幼児に睡眠障害等のストレスを与える虞れない。

【0062】つきに、本発明の第2実施例(請求項1、2、3、4、5、7、9、10に対応)を、図7～図9(図1、2、4、6も参照)に基づいて説明する。本実施例の生体モニタシステムは下記の点が生体モニタシステムAと異なる。

【0063】乳幼児の体重計測を正確に行うため、乳幼児の体動量が少ない安静時(睡眠中が多い)に体重計測を行っている。図7のステップS4(図8のステップS401、S402、S41、S42)において、乳幼児の体重を算出する。ステップS401で、体動指数mの算出を実施する。具体的には、単位時間当たりの圧力変化(各感圧素子11が出力する荷重信号の変化の絶対値の合計値)を、全体の印加荷重値で除算したものを体動指数mとする。

【0064】ステップS402で、体動指数mと予め設定された体動判定定数Kmと比較し、 $m < Km$ 状態になると(Yes)ステップS41へ進み、生体モニタシステムAと同様に、荷重値の積算(ステップS41)を行い、体重を算出(ステップS42)する。なお、本実施例では、体動判定定数 $Km = 0.05$ としている。

【0065】図7のステップS5(図9のステップS511～S512、S531～S535)において、乳幼児の寝姿を算出する。生体モニタシステムAと同様に、ステップS51(ステップS511、S512)で読み込まれた複数の荷重信号を数1(数式1)で算出した閾値を用いて特徴量を算出する。

【0066】この特徴量は、“0”或いは“1”に二値化されており、“1”と判定された感圧素子11に近接した八方所の感圧素子11の二値化結果から、“1”と判定された感圧素子11を一つの塊として判定し、この塊に近接した感圧素子11が全て“0”と判定された場合に一つの塊として確定する。

【0067】これを全部の感圧素子11に対して行い荷重塊を算出する(ステップS531)。この荷重塊の算出結果から塊数nを算出する(ステップS532)。ステップS533で、塊数nを寝姿判定定数Knと比較し、 $n > Kn$ であれば図11に示すうつぶせ状態(ステップS535)であると判別し、 $n < Kn$ であれば、うつぶせ寝以外の、例えば、図10に示す仰向け状態であると判別(ステップS534)する。

【0068】つまり、乳幼児が仰向け等、うつぶせ以外の姿勢で寝ている場合、胴体および頭部に圧力分布が集中する。この結果、図10に示す様に、荷重塊は、略2個となる。これに対して、うつぶせ寝の場合には、足、膝、腕等にも荷重がかかり、圧力分布が分散する。このため、うつぶせ寝の場合に、荷重塊の数を算出すると仰向け寝の場合よりも、その数が増加する。

【0069】本実施例の生体モニタシステムは、

〔あ〕、〔い〕、〔う〕、〔え〕に準じた効果以外に加えて以下の効果を奏する。

〔お〕乳幼児の体動量が少ない安静時に体重計測を行う構成であるので、乳幼児の体重計測を正確に行うことができる。また、乳幼児の寝姿を二種類(うつぶせ寝かどうか)の寝姿で報知する構成であるので分かりやすく使い勝手が良い。

【0070】本発明は、上記実施例以外に、次の実施態様を含む。

a. モニタ装置4と演算装置3とが接続線で繋がっているも良い(請求項1～請求項6に対応)。この場合は、表示器をテレビ画面としても良い。

b. 報知手段による呼吸状態の報知は、その他、○育児者の腕等に装着したバイブータを振動させる方法、○複数のLEDを並べた発光素子の点灯数を変化させる方法、○液晶等CRT等に呼吸曲線で表示する方法等でも良い(請求項1に対応)。

【0071】c. 呼吸回数が正常域を外れた場合(無呼吸状態等)には、モニタ装置4から警報音が出る様としても良い。

d. 荷重センサは、感圧式以外に、静電容量式や歪みゲージ等を使用しても良い。

【0072】e. 平均的な呼吸回数は、乳幼児の成長とともに変化するので、検出した体重等から、乳幼児の年齢を推定し、この推定年齢に応じて、特定の周波数領域を変更しても良い。具体的には、推定年齢が低いときには、特定の周波数領域を高い周波数方向にシフトし、逆に推定年齢が高いときには、低い周波数方向にシフトしても良い。

【0073】例えば、1歳未満の乳児であれば、上記所定の周波数領域を、0.37～1.25Hz(22回～75回)程度に設定し、1歳～2歳児であれば、0.28～0.66Hz(17回～40回)程度に設定し、以下年齢が上がるにつれて、徐々に低周波数領域にシフトするように設定することができる。

【0074】f. 第1、第2実施例では、本発明による生体モニタシステムを乳幼児に適用した例を示したが、適用対象としては、乳幼児に限らず、障害者、子供、成人、老人、病人等に適用しても良い。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例に係る生体モニタシステムの概略図である。

【図2】その生体モニタシステムのブロック図である。

【図3】その生体モニタシステムの演算装置の動作を示すフローチャートである。

【図4】呼吸信号の波形を示すグラフである。

【図5】寝姿算出に係るフローチャートである。

【図6】その生体モニタシステムの報知装置の動作を示すフローチャートである。

【図7】本発明の第2実施例に係る生体モニタシステムの演算装置の動作を示すフローチャートである。

【図8】体重算出に係るフローチャートである。

【図9】寝姿算出に係るフローチャートである。

【図10】仰向け状態を示す説明図である。

【図11】うつぶせ状態を示す説明図である。

【図12】就寝者の呼吸に応じて各感圧素子が出力する荷重信号の位相の関係を示す説明図である。

【符号の説明】

A 生体モニタシステム（生体モニタ装置）

11 感圧素子（荷重センサ）

20 敷布団（寝具）

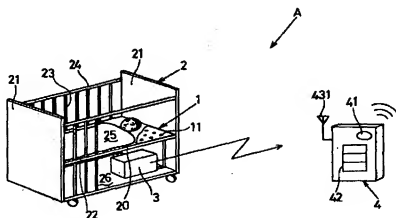
35 送信部（送信手段）

41 スピーカ

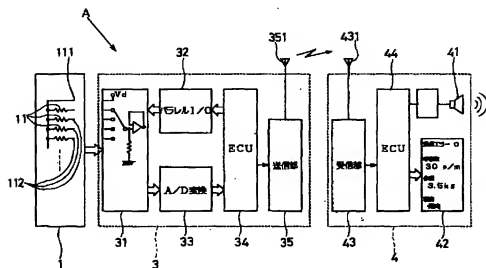
42 表示器

43 受信部（受信手段）

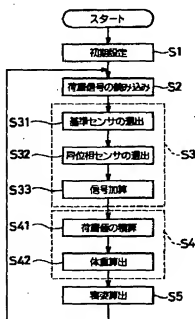
【図1】



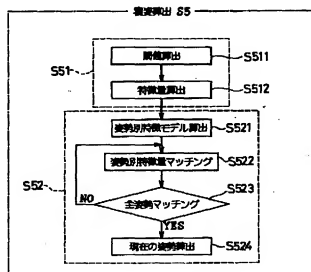
【図2】



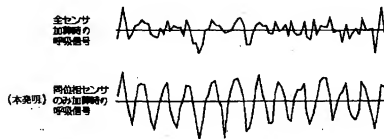
【図3】



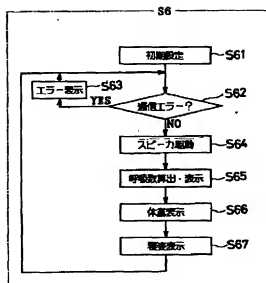
【図5】



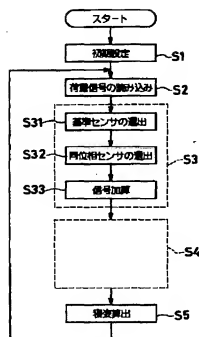
【図4】



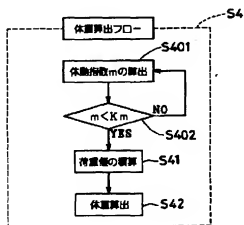
【図6】



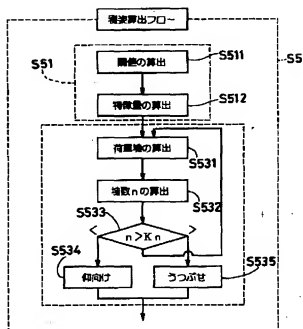
【図7】



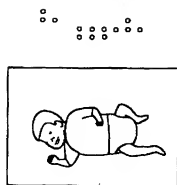
【図8】



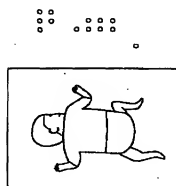
【図9】



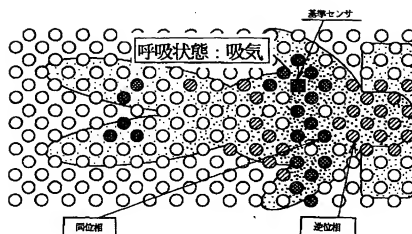
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 知正  
千葉県我孫子市つくし野2- 16- 7

(72)発明者 伊藤 正彦  
愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会  
社デンソー内

(72)発明者 森 武俊  
川崎市宮前区鷺沼1-7-1-305  
Fターム(参考) 4C038 SS09 ST00 SX01 VB33